

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

日 本 国 特 許 庁
PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

Prospective Abnormal Shadow Detecting System
Method Of And Apparatus For Judging Whether
Filed: August 31, 2001
Darryl Mexic 202-293-7060
1 of 2

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

2000年 8月31日

出 願 番 号
Application Number:

特願2000-262507

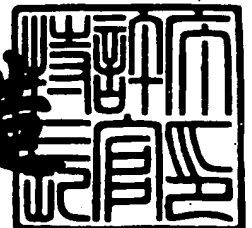
出 願 人
Applicant(s):

富士写真フイルム株式会社

2001年 3月23日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及 川 耕 造



11017 U.S. PTO
09/943347



【書類名】 特許願

【整理番号】 P25509J

【あて先】 特許庁長官 及川 耕造 殿

【国際特許分類】 A61B 6/00
G03B 42/02
H04N 7/18

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 武尾 英哉

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 異常陰影候補検出システム

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 画像を表す画像情報に基づいて該画像中の異常陰影候補を検出する異常陰影候補検出手段と、前記検出された異常陰影候補を示す異常陰影候補情報を出力する異常陰影候補情報出力手段とを備えた異常陰影候補検出システムにおいて、

前記異常陰影候補検出手段により検出された異常陰影候補について、該異常陰影候補が、悪性および良性のうちのいずれに属するかを所定の特徴量を用いて判定する判定手段をさらに備え、

前記異常陰影候補情報出力手段が、前記判定の結果に基づいて、前記異常陰影候補情報を、該情報が示す異常陰影候補が悪性および良性のいずれに属するのかを区別可能に出力するものであることを特徴とする異常陰影候補検出システム。

【請求項 2】 前記異常陰影候補情報出力手段が、前記異常陰影候補の悪性の度合いを示す指標値および／または良性の度合いを示す指標値を出力するものであることを特徴とする請求項 1 記載の異常陰影候補検出システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、異常陰影候補検出システムに関し、特に詳細には、被写体画像を表す画像データに基づいて腫瘍陰影などの異常陰影候補を検出し、その結果を診断に資するシステムに関するものである。

【0002】

【従来の技術】

蓄積性蛍光体シートやフィルムに記録された被写体の放射線画像を読み取って画像データを得、この画像データに適切な画像処理を施した後、画像を表示装置などにより再生することが医療分野などの種々の分野で行われている。特に近年では、コンピューターとの組み合わせによるデジタル画像処理技術が開発され、該デジタル画像処理技術を利用した C T (Computed Tomography) 装置、M R I (

Magnetic Resonance Imaging) 装置、CR (Computed Radiography) 装置など各種の画像入力デバイス (画像形成モダリティ) が、診断用画像などを形成する装置として普及している。

【0003】

一方、上述のデジタル画像処理技術は、画像データを定量的に解析することができるという点で、従来のアナログ方式とは根本的に異なる特長がある。例えば人体の医療診断用として、このデジタル画像処理技術の特長をより積極的に活用することを目的とした、計算機 (コンピューター) 支援画像診断またはCADM (Computer Aided Diagnosis of Medical Image) と称される異常陰影検出処理の技術が提案されている (「DR画像における腫瘍影検出 (アイリスフィルタ)」電子情報通信学会論文誌 D-II Vol.J75-D-II No.3 P663~670 1992年3月、「多重構造要素を用いたモルフォロジーフィルタによる微小石灰化像の抽出」同誌 D-II Vol.J75-D-II No.7 P1170 ~1176 1992年7月など参照)。

【0004】

この異常陰影検出処理は、放射線画像を表す画像データに基づいて、癌などを表す異常な腫瘍陰影や高濃度の微小石灰化陰影など (以下これらを総称して異常陰影という) を電子計算機を用いて検出し、その検出した部位にマーキングを表示して放射線画像を観察読影する読影者 (例えば放射線科医) に注意を喚起することにより、あるいは読影者の客観的判断に役立つ材料として検出した異常陰影候補が呈する主に形態的な特徴を定量的に表す特徴量や判定にかかる指標値あるいは異常陰影候補として検出した際の検出の確信度 (余裕度) を前記電子計算機を用いて求め該特徴量や確信度などを出力することにより、診断経験の豊富さ・長短、診断技術の熟練・未熟練に拘わらず、見落としや主観的判断による思い違いなどを未然に防止するとともに診断性能の向上を図るものである。

【0005】

本願出願人も、例えば特開平8-294479号、同8-287230号、特願 2000-038298号などにおいて、マンモグラフィ (診断用乳房画像) や胸部画像などを対象として乳癌などの存在を示唆する異常陰影をアイリスフィルタやモルフォロジ (モーフオロジあるいはモルフォロジと称されることもある) フィルタを用いて自動的に検

出処理し（該処理を異常陰影候補検出処理という）、検出された異常陰影候補部分に強調処理や拡大処理などを施した読影に適した高い診断性能を有する画像を異常陰影候補を示す異常陰影候補情報として全体画像の一部に重ねて表示したり、検出処理の際の特徴量や検出の確信度などを付加情報として出力するようにした異常陰影候補検出システム（計算機支援画像診断装置）を提案している。

【 0 0 0 6 】

ここでアイリスフィルタを用いた異常陰影候補検出処理とは、画像中の濃度勾配（または輝度勾配）を勾配ベクトルとして表し、この勾配ベクトルの集中度合いの高い画像部分を異常陰影の候補として検出するものであり、これによれば、乳癌における特徴的形態である腫瘤陰影（異常陰影の一形態）の候補を前記勾配ベクトルの集中度を基に自動的に検出することができる。一方、モフォロジフィルタを用いた異常陰影候補検出処理とは、検出しようとする異常陰影の大きさに応じた多重構成要素を用いてこの多重構造要素よりも空間的に狭い範囲で濃度変動する画像部分を異常陰影候補として検出するものであり、これによれば、乳癌における特徴的形態である微小石灰化陰影（異常陰影の一形態）の候補を自動的に検出することができる。

【 0 0 0 7 】

また、本願出願人は、例えば特開平9-167238号に記載のように、マハラノビス距離などの新たな評価関数値を用いて確定的な異常陰影候補を検出するなどして、異常陰影候補検出処理の精度を向上させることも提案している。

【 0 0 0 8 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、上述の異常陰影候補検出処理についての何れの提案も、例えばマンモグラフィにおける癌の重要な所見である腫瘤陰影部分と微小石灰化陰影部分とを異常陰影候補として検出し異常陰影候補部分の画像を出力するようにしているが、該異常陰影候補部分が悪性（例えば癌など）であるのか良性（例えば異常陰影ではあるが癌ではない）もしくは正常（異常陰影として誤検出された部分）であるのかを切り分けて出力するようにはなっていない。

【 0 0 0 9 】

例えば、アイリスフィルタやモフォロジフィルタを用いた異常陰影候補検出処理や精度向上のための付加的な処理を行なっただけでは、悪性と良性の両者を含む異常陰影候補部分に強調処理などが施されて画像出力されることになる。

【 0 0 1 0 】

このため、悪性ではない部分の画像が出力され、却って診断効率が低下するという虞れがある。

【 0 0 1 1 】

また、特開平8-294479号や特願 2000-038298号あるいは“乳房X線画像における微小石灰化クラスタの良悪性鑑別”；医用画像工学研究会，JAMIT Frontier ' 99 講演論文集p89～93に記載のように、アイリスフィルタやモフォロジフィルタを用いた異常陰影候補検出処理を行なった後に形態的な特徴に基づく追加的な処理すなわち候補陰影の形状評価を行ない悪性と思われる異常陰影候補部分のみを確定的な異常陰影候補として検出するようにすると、悪性の異常陰影候補部分のみが画像出力され良性の異常陰影候補部分は画像出力されないことになってしまう。この場合、良性部分のいずれかが将来悪性に転化することがあり良性部分を全く画像出力しないというのは必ずしも好ましいことではなく、むしろ該良性部分は経過観察の必要性があるなどの示唆を出力するようにした方が好ましい。

【 0 0 1 2 】

つまり、従来のシステムでは、異常陰影候補の自動検出処理の結果に基づく出力方法が診断効率上十分であるとはいえず、診断支援情報としての有効性を高める上では、異常陰影候補部分が悪性であるのか良性であるのかを区別可能なように画像出力したり、さらには異常陰影候補として誤検出された部分なのかを切り分けることが望ましい。

【 0 0 1 3 】

本発明は、上記要望に鑑みなされたものであって、異常陰影候補部分の良悪性を区別可能な出力形態とすることにより診断性能をより向上させることができる異常陰影候補検出システムを提供することを目的とするものである。

【 0 0 1 4 】

【課題を解決するための手段】

本発明の異常陰影候補検出システムは、例えば異常陰影候補部分の強調画像などの異常陰影候補を示す異常陰影候補情報を出力するに際して、あるいは判定に係る特徴量や異常陰影候補として検出した際の検出の確信度を前記異常陰影候補情報とともに出力するに際して、検出された異常陰影候補部分が悪性であるのか良性であるのかを判定し、この判定結果に応じて良性の異常陰影候補部分と悪性の異常陰影候補部分とを切り分けて出力する、つまり異常陰影候補の良悪性を区別可能に異常陰影候補情報を出力することを特徴とするものである。

【 0 0 1 5 】

すなわち本発明の異常陰影候補検出システムは、画像を表す画像情報に基づいて該画像中の異常陰影候補を検出する異常陰影候補検出手段と、検出された異常陰影候補を示す異常陰影候補情報を出力する異常陰影候補情報出力手段とを備えた異常陰影候補検出システムにおいて、異常陰影候補検出手段により検出された異常陰影候補について、該異常陰影候補が、悪性および良性のうちのいずれに属するかを所定の特徴量を用いて判定する判定手段をさらに備えたものとし、異常陰影候補情報出力手段を、前記判定の結果に基づいて、異常陰影候補情報を、該情報が示す異常陰影候補が悪性および良性のいずれに属するのかを区別可能に出力するものとしたことを特徴とするものである。

【 0 0 1 6 】

なお、異常陰影候補が、正常、悪性、および良性のうちのいずれに属するかを判定し、異常陰影候補情報を、該情報が示す異常陰影候補が、正常、悪性、および良性のいずれに属するのかを区別可能に出力するものとしてもよい。

【 0 0 1 7 】

異常陰影候補情報は、例えば異常陰影候補を表す画像（拡大縮小処理や周波数強調処理あるいは鮮鋭度強調処理などの画像処理を施したものを含む）であってもよいし、異常陰影候補の位置や形あるいは大きさなどを数値情報として表したものであってもよい。該異常陰影候補情報は、好ましくは、全体画像中における異常陰影候補の位置を特定可能な情報であるのが望ましい。この際、異常陰影候補の良悪性の区別が可能ないように、良性部分および悪性部分についての異常陰影候補の画像などの出力順序を予め決めておき、それぞれを別個に出力するとよい。

【 0 0 1 8 】

異常陰影候補の位置を特定可能な情報としては、例えば、全体画像中で異常陰影候補を指し示す矢印などのマーカーや、全体画像中で異常陰影候補を囲う矩形や円形のROI枠などであってもよいし、全体画像中で異常陰影候補の輪郭に沿った輪郭枠などであってもよい。この際、異常陰影候補の良悪性の区別が可能なように、良性部分と悪性分それぞれについてのマーカーやROI枠の色や形状などを、異なるものとするとい。これにより、良性部分と悪性部分それぞれについての異常陰影候補の画像などを同時に出力した際にも、異常陰影候補の良悪性の区別が可能になる。

【 0 0 1 9 】

本発明の異常陰影候補検出システムにおいては、異常陰影候補情報出力手段を、異常陰影候補の悪性の度合いを示す指標値および／または良性の度合いを示す指標値を出力するものとするのが望ましい。

【 0 0 2 0 】

この指標値は、異常陰影候補情報としての異常陰影候補画像やマーカーやROI枠の近傍に同時に出力するのが好ましいが、これに限らず、指標値を出力する専用の出力手段を用いて出力するようにしてもよい。後者の場合、画像などを出力する画像表示手段と指標値を出力する専用の出力手段とにより異常陰影候補情報出力手段が構成される。

【 0 0 2 1 】

異常陰影候補の悪性や良性の度合いを示す指標値としては、悪性や良性の度合いを直接示す悪性度評価値や良性度評価値に限らず、それぞれを間接的に示し得るもの、例えば、腫瘍影の集中度、アイリスフィルタやモホロジフィルタの出力値、あるいは石灰化の密度などの画像情報についての特徴量、もしくは異常陰影候補検出手段による検出処理において異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る指標値、さらには異常陰影候補の検出処理において異常陰影候補として検出した画像情報についての検出の確信度（余裕度）などであってもよい。

【 0 0 2 2 】

ここで検出の確信度とは、例えば異常陰影候補の検出処理を、画像情報に対し

て異常陰影候補の検出処理を施して得られた数値が、異常陰影候補検出のための閾値を上回るか否かによって行なうものとした場合に、得られた数値がどの程度の余裕（差）を以て閾値を上回ったかなど閾値処理における信頼度を表す度合いを示す指標である。

【 0 0 2 3 】

【発明の効果】

本発明の異常陰影候補検出システムによれば、検出された異常陰影候補が悪性および良性のうちのいずれに属するかを所定の特徴量を用いて判定し、この判定の結果に基づいて、異常陰影候補情報を、該情報が示す異常陰影候補が悪性および良性のいずれに属するのかを区別可能に出力するようにしたので、診断支援情報としての有効性が高まり、医師の診断能向上に寄与することができる。

【 0 0 2 4 】

さらに良悪性の指標値を出力するようにすれば、診断支援情報としての有効性が一層高まる。

【 0 0 2 5 】

また、例えば「良性評価値＝***（***は具体的数値）」と出力するなど、異常陰影候補画像などとともにこの指標値の良悪性を区別して出力することをもって異常陰影候補の良悪性の区別可能な出力方法とすることもできる。

【 0 0 2 6 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の異常陰影候補検出システムの実施の形態について、図面を用いて説明する。

【 0 0 2 7 】

図1は本発明の異常陰影候補検出システムの一実施形態を示すブロック図である。図示の異常陰影候補検出システム1には、患者のマンモグラフィPが入力されて、CRTや液晶などの画像表示手段30に画像情報などを出力するものであり、入力されたマンモグラフィの全体画像情報Pに基づいてこの全体画像情報が表す全体画像P（画像に対して画像情報と同一符号を付す。以下同じ）中の異常陰影候補P1を検出処理する異常陰影候補検出手段10と、この異常陰影候補検

出手段 1 0 により検出された異常陰影候補 P 1 および異常陰影候補 P 1 の近傍領域 P 2 からなる矩形の局所領域を関心領域として設定する関心領域設定手段 2 0 と、この関心領域設定手段 2 0 により設定された異常陰影候補 P 1 を含む関心領域の画像である関心領域画像 W 0 に対して変倍処理および／または周波数強調処理を施して処理済関心領域画像 W を得る画像処理手段 4 0 と、処理済関心領域画像 W を異常陰影候補 P 1 を特定する情報として全体画像 P とともに表示し、且つ検出された異常陰影候補 P 1 についての、異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る指標値などをこれらの画像 P, W とともに表示する画像出力手段 3 0 とを備えた構成である。

【 0 0 2 8 】

図示の異常陰影候補検出システム 1 には、さらに、異常陰影候補検出手段 1 0 により検出された異常陰影候補について、該異常陰影候補が悪性および良性のうちのいずれに属するかを所定の特徴量を用いて判定する良悪性判定手段 5 0 を備えている。

【 0 0 2 9 】

画像出力手段 3 0 は、本発明の異常陰影候補情報出力手段の機能をなすものであり、良悪性判定手段 5 0 による判定の結果に基づいて、異常陰影候補情報を、該情報が示す異常陰影候補が悪性および良性のいずれに属するのかを区別可能に出力する。

【 0 0 3 0 】

異常陰影候補検出手段 1 0 は、画像の濃度勾配の集中度の高い画像部分を異常陰影（腫瘍陰影）候補 P 1 として検出するアイリスフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムと、多重構造要素よりも空間的に狭い範囲で濃度変動する画像部分を異常陰影（石灰化陰影）候補 P 1 として検出するモフォロジフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムとを記憶しているものであり、それぞれのアルゴリズムにより異常陰影候補の形状・位置・範囲・数を検出する。なお、各アルゴリズムによって検出できる異常陰影の属性は異なる。

【 0 0 3 1 】

また異常陰影候補検出手段 1 0 はこれらの各異常陰影候補の検出過程において

、腫瘍陰影候補か否かを判定するための勾配ベクトルの集中度、アイリスフィルタの出力値 I、石灰化陰影候補の密度などの異常陰影候補か否かの判定に係る各特徴量、あるいはこれら特徴量から求められる指標値、並びに各検出における前記特徴量や指標値の判定のための閾値に対する余裕度（確信度）をそれぞれ画像出力手段 30 に出力する。

【0032】

また、良悪性判定手段 50 は、腫瘍陰影候補や微小石灰化陰影の悪性あるいは良性の度合いを示す指標値を求め、それぞれを画像出力手段 30 に出力する。

【0033】

次に本実施形態の異常陰影候補検出システム 1 の作用について説明する。

【0034】

まず、外部の画像形成モダリティ（CT や CR など）からマンモグラフィの全体画像情報 P が、本実施形態の異常陰影候補検出システム 1 の異常陰影候補検出手段 10 に入力される。異常陰影候補検出手段 10 は、入力された全体画像情報 P に対して異常陰影候補検出処理アルゴリズム（アイリスフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズムおよびモフォロジフィルタを利用した異常陰影候補検出処理のアルゴリズム）にしたがった異常陰影候補の検出処理を施す。

【0035】

以下に、腫瘍陰影の検出処理を例に、アイリスフィルタによる画像部分の検出処理（アイリスフィルタ処理）A および良悪性判定処理 B について説明する。

【0036】

本実施形態において用いられる画像データは、放射線画像をフィルムに表示する場合の高濃度高信号レベルの画像データ、すなわち濃度値（画像が濃いほど濃度値が大きく、画像が淡いほど濃度値が小さい）を示すものである。

【0037】

図 2 は、アイリスフィルタ処理 A および良悪性判定処理 B の具体的な一実施形態の処理ステップを示すフローチャートである。

【0038】

図示のアイリスフィルタ処理 A における異常陰影の検出方法は、図示しない画

像読取装置などから入力された被写体（乳房）Pの放射線画像（図3（1）参照）を表す画像データである濃度値Sに対してアイリスフィルタ処理を施し、この放射線画像中の乳癌を表す画像部分（腫瘍陰影） P_1 などを検出する。この処理は異常陰影候補検出手段10において行なわれる。以下具体的に説明する。

【0039】

（ステップA）アイリスフィルタ処理

（ステップA1）勾配ベクトルの計算

まず放射線画像の全画素について、各画素jごとに下記式（1）に示す計算を施して濃度値Sの勾配ベクトル（濃度勾配ベクトル）の向き θ を求める。

【数1】

$$\theta = \tan^{-1} \frac{(f_3 + f_4 + f_5 + f_6 + f_7) - (f_{11} + f_{12} + f_{13} + f_{14} + f_{15})}{(f_1 + f_2 + f_3 + f_{15} + f_{16}) - (f_7 + f_8 + f_9 + f_{10} + f_{11})} \quad (1)$$

【0040】

ここで $f_1 \sim f_{16}$ は、図4に示すように、その画素jを中心とした 5×5 画素のマスクの外周上の画素に対応した濃度値Sである。なお、このマスクの大きさは 5×5 のものに限るものでないことはいうまでもない。

【0041】

（ステップA2）勾配ベクトルの集中度の算出

次に、放射線画像を構成する全ての画素について、各画素近傍の濃度勾配ベクトルの向き θ を求めた後、この濃度勾配ベクトルの向きが集中している画素を探索する。すなわち全ての画素について、各画素ごとに、その画素を注目画素とする濃度勾配ベクトルの集中度Cを次式（2）にしたがって算出する。

【数2】

$$C = (1/N) \sum_{j=1}^N \cos \theta_j \quad (2)$$

【0042】

ここでNは注目画素（k，1）を中心に半径Rの円内に存在する画素の数、 θ_j は、注目画素とその円内の各画素jとを結ぶ直線と、その各画素jにおける上

記式(1)で算出された濃度勾配ベクトルとがなす角である(図5参照)。式(2)の右辺は半径Rの円内の全画素における濃度勾配ベクトルの向き θ_j が各画素から注目画素の方向に一致している度合いを示すもの、すなわち濃度勾配ベクトルの集中度Cであり、この集中度Cが大きな値となる程、各画素jの濃度勾配ベクトルの向きが注目画素に集中していることを意味する。

【0043】

このように濃度勾配ベクトルの集中度Cを求めるのは、放射線画像(ネガ)における乳癌を示す腫瘤陰影が、その中央部において周囲の画像部分より濃度値が低く(すなわち周囲より明るく)、この中央部から周囲に向うにしたがって少しずつ濃度値が高くなるという特性を有するため、この集中度Cの評価を行うことにより腫瘤陰影 P_1 (図3(2)参照)と血管や乳腺の陰影 P_2 (図3(3)参照)とを識別することが可能となるからである。

【0044】

(ステップA3) フィルタの形状適応性/検出精度の向上処理

さらに、腫瘤の大きさや形状に左右されない検出力を達成するために、フィルタの大きさと形状とを適応的に変化させる工夫がなされる。図6に、そのフィルタを示す。このフィルタは、図5に示すものと異なり、注目画素を中心に $2\pi/M$ 度毎のM種類の方向(図6においては、11.25度ごとの32方向を例示)の放射状の線上の画素のみで上記集中度の評価を行うものである。

【0045】

ここでi番目の線上にあって、かつ注目画素からn番目の画素の座標($[x]$, $[y]$)は、注目画素の座標を(k , 1)とすれば、以下の式(3), (4)で与えられる。

【数3】

$$x = k + n \cos\{2\pi(i-1)/M\} \quad (3)$$

$$y = i + n \sin\{2\pi(i-1)/M\} \quad (4)$$

ただし、 $[x]$, $[y]$ は、 x , y を越えない最大の整数である。

【0046】

さらに、その放射状の線上の各線ごとに最大の集中度が得られる画素までの出

力値をその方向についての集中度 C_{imax} とし、その集中度 C_{imax} をすべての方向で平均して、その注目画素についての勾配ベクトル群の集中度 C とする。

【0047】

具体的には、まず i 番目の放射状の線上において注目画素から n 番目の画素までで得られる集中度 $C_i(n)$ を下記式 (5) により求める。

【数4】

$$C_i(n) = \sum_{l=1}^n \{ (\cos \theta_{i1}) / n \}, R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5)$$

【0048】

すなわち式 (5) は、注目画素を起点として、終点を R_{min} から R_{max} までの範囲内で集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0049】

ここで R_{min} と R_{max} とは、抽出しようとする腫瘤陰影の半径の最小値と最大値である。

【0050】

次に、勾配ベクトル群の集中度 C を下記式 (6) および (7) により計算する。

【数5】

$$C_{i_{max}} = \max_{R_{min} \leq n \leq R_{max}} C_i(n) \quad (6)$$

$$C = (1/32) \sum_{i=1}^{32} C_{i_{max}} \quad (7)$$

【0051】

ここで式 (6) の C_{imax} は、式 (5) で得られた放射状の線ごとの集中度 $C_i(n)$ の最大値であるから、注目画像からその集中度 $C_i(n)$ が最大値となる画素までの領域が、その線の方向における腫瘤陰影の候補領域となる。

【0052】

すべての放射状の線について式(6)の計算をしてその各線上における腫瘍陰影の領域を求め、この各線上における腫瘍陰影の領域を隣接する線間で直線または非線形曲線で結ぶことにより、腫瘍陰影の候補となり得る領域の外周縁の形状を特定することができる。

【0053】

そして、式(7)では、この領域内の式(6)で与えられた集中度の最大値 C_{imax} を放射状の線の全方向(式(7)では32方向の場合を例示)について平均した値を求める。この求められた値を、腫瘍陰影であるか否かを判別するのに適した予め設定した閾値 T と比較することにより、この注目画素を中心とする領域が異常陰影候補となる可能性があるか否かを判別する。

【0054】

なお、式(7)の勾配ベクトル群の集中度 C を評価する領域が勾配ベクトルの分布に応じて大きさと形状が適応的に変化する様子が、外界の明るさに応じて拡大、縮小する人間の目の虹彩(iris)が様子に似ていることから、勾配ベクトルの集中度を利用した腫瘍陰影の候補領域を検出する上述の手法はアイリスフィルタ(iris filter)処理と称されている。

【0055】

なお、前述の集中度 $C_i(n)$ の計算は式(5)の代わりに、下記式(5A)を用いてもよい。

【数6】

$$C_i(n) = \frac{1}{n - R_{min} + 1} \sum_{l=R_{min}}^n \cos \theta_{i1}, R_{min} \leq n \leq R_{max} \quad (5A)$$

【0056】

すなわち式(5A)は、抽出しようとする腫瘍陰影の半径の最小値 R_{min} に対応した画素を起点として、終点を R_{min} から R_{max} までの範囲内で集中度 $C_i(n)$ を算出するものである。

【0057】

(ステップB) 異常陰影候補の良悪性判定処理

このように濃度勾配ベクトルの集中度 C を評価するアイリスフィルタ処理によって腫瘍陰影 P_1 だけを効果的に検出することができるが、例えば2本の血管が交差した部分の画像 P_3 （以下、疑似異常陰影 P_3 という：図2（4）参照）では、腫瘍陰影 P_1 と同様に集中度 C が大きな値を採ることとなり腫瘍陰影 P_1 だけを検出することができない場合がある。すなわち、ステップA1～A3のアイリスフィルタ処理Aによって検出されるのは、検出対象である腫瘍陰影 P_1 のみならず検出対象ではない疑似異常陰影 P_3 も含まれる。

【0058】

また、正常陰影部分と異常陰影候補部分とを切り分けることができて（精度は別として）、異常陰影候補部分が良性であるのか悪性であるのかの判断はできない。

【0059】

これらの問題はモフォロジフィルタ処理を利用して微小石灰化陰影を検出する場合にも同様に生じる。

【0060】

そこで本実施形態では、以下のような良悪性判定処理Bをさらに施す。本実施形態においては、良悪性判定手段50における良悪性判定処理の具体的な手法として、マハラノビス距離を適用した判定を行なうようにしている。

【0061】

ステップB1（#B1）では、アイリスフィルタ処理により検出された放射線画像中の乳癌を表す腫瘍陰影 P_1 や疑似異常陰影 P_3 についてその近傍をも含む画像部分を例えば正方形の領域として抽出する。

【0062】

そして、ステップB2（#B2）では、この抽出した異常陰影候補を含む領域について、アイリスフィルタ処理を利用した辺縁（輪郭）エッジ画像を作成する。具体的な手法を以下に説明する。

【0063】

すなわち、ステップAのアイリスフィルタ処理における式（6）において、注目画素から放射状に伸びる i 番目の線上において集中度 $C_i(n)$ の最大値を与

える点の位置を求める。ただし、式(5) (または式(5A))、(6)においては最大値を与える n の値を R_{\min} 以上 R_{\max} 以下としているが、このステップ B2 の処理ではこの制限を設けない。

【0064】

この結果、図7に示すように注目画素が異常陰影候補 P_1 や P_3 の内部にある場合には、式(6)が最大値を採るときの n は、その i 番目の線が異常陰影候補 P_1 や P_3 の辺縁 B と交差する画素を指示する。例えば図7の注目画素1については画素 B_1 , B_2 , B_3 , B_4 を指示し、注目画素2については画素 B_2 , B_5 , B_6 , B_7 を指示する。

【0065】

一方、注目画素が異常陰影候補 P_1 , P_3 の外部にある場合には、式(6)が最大値を採るのは、その注目画素自身を指示するときである。すなわち、異常陰影候補 P_1 , P_3 の外部にある注目画素3については、注目画素3自身を指示する場合に式(6)の値が最大となる。

【0066】

このように、抽出した異常陰影を含む領域の全画素について順次注目画素とし、式(6)が最大値を採る画素をカウントしていく。これを図示すると図8に示す模式図のようになる。

【0067】

すなわち、異常陰影候補 P_1 や P_3 の外部の画素についてのカウント値はすべて「1」となり、異常陰影候補 P_1 や P_3 の内部の画素についてのカウント値はすべて「0」となり、異常陰影候補 P_1 や P_3 の辺縁 B 上の画素についてのカウント値はすべて1以上の値となる画像が得られ、このカウント値の画像を IFED (Iris Filter Edge) 画像と定義し、この IFED 画像を作成する処理までがステップ B2 の処理である。

【0068】

ステップ B3 (#B3) では、IFED 画像について、以下の処理を施す。

【0069】

すなわち、図9に示すように、異常陰影候補 P_1 , P_3 の重心点 AO を求め、

この重心点AOから放射状の線を延ばし、この線上の任意の点を*i*とし、この線に垂直であって*i*点から2画素分だけ離間した点を*j*とする。

【0070】

この*i*点のIFED画像におけるカウント値と*j*点のカウント値とを図10に示すようなマトリクスにカウントアップする。具体的には、*i*点が異常陰影候補 P_1 、 P_3 の外部にある場合は、*i*点のIFED画像におけるカウント値は「1」であり、そのとき*j*点も異常陰影候補 P_1 、 P_3 の外部にあれば*j*点のカウント値も「1」となり、この場合図10のマトリクスには、縦方向*i*の「1」と横方向*j*の「1」とが交差する欄に「1」がカウントされる。

【0071】

一方*i*点が異常陰影候補 P_1 、 P_3 の内部にあり、かつ*j*点も異常陰影候補 P_1 、 P_3 の内部にある場合は、*i*点、*j*点ともにカウント値は0であるので、縦方向*i*の「0」と横方向*j*の「0」とが交差する欄に「1」をカウントする。

【0072】

さらに*i*点が異常陰影候補 P_1 、 P_3 の辺縁Bにあり、*j*点も異常陰影候補 P_1 、 P_3 も辺縁Bにある場合は、例えば*i*点のカウント値が「5」で、*j*点のカウント値が「3」である場合は、縦方向*i*の「5」と横方向*j*の「3」とが交差する欄に「1」をカウントする。このマトリクスにカウントアップするカウント値は累積するものである。すなわち再度、カウント値が「5」の*i*点、カウント値が「3」の*j*点を走査した場合には、マトリクスの縦方向*i*の「5」と横方向*j*の「3」とが交差する欄には元の「1」に「1」を加算した「2」が格納される。

【0073】

*i*点はIFED画像の任意の点であるから、IFED画像の全ての画素が*i*点となるように放射状の線を走査し、*i*点をその線上で走査することによって、このIFED画像の図10に示すマトリクスを完成させる。このマトリクス（同時生成行列または同時生起行列という） $P_g(x, y)$ を完成するまでの処理がステップB3の処理である。

【0074】

ここで異常陰影候補が腫瘍陰影 P_1 である場合は、腫瘍陰影 P_1 の辺縁が略円形であるという腫瘍陰影の形状的特性、および i 点と j 点とは極めて近接しているという事実から、 i 点が辺縁にある（I F E D 画像のカウント値が 1 以上の大きな値を有する）場合は、 j 点も辺縁にある（I F E D 画像のカウント値が 1 以上の大きな値を有する）可能性が極めて高い。

【0075】

一方、異常陰影候補が擬似異常陰影 P_3 である場合は、前述の 2 本の血管同士之交差部分のように擬似異常陰影 P_3 が円形の辺縁を有するのは極めて希であるため、 i 点と j 点とが近接していても、 i 点が辺縁にあるからといって、 j 点も辺縁にあるとは限らず、むしろ j 点は辺縁にある可能性は極めて低いことになる。

【0076】

したがって、同時生成行列 $P_g(x, y)$ の特性値も、異常陰影候補が腫瘍陰影 P_1 であるか擬似異常陰影 P_3 であるかに応じて明らかに有為差が認められ、この同時生成行列の特性値がエッジ情報である。

【0077】

そこで、ステップ B4（#B4）では、エッジ情報の具体的なものとして、同時生成行列の特性値である、分散を示す第 1 の指標値 var （式（8））、偏り（difference entropy）を示す第 2 の指標値 dfe （式（9））、相関値（correlation）を示す第 3 の指標値 cor （式（10））、モーメント（inverse difference moment）を示す第 4 の指標値 idm （式（11））、エントロピー（sum entropy）を示す第 5 の指標値 se （式（12））などをそれぞれ求める。

【数 7】

$$\text{var} = \sum_i \sum_j \{ (i - \mu_x)^2 \cdot P_g(i, j) \} \quad (8)$$

$$\text{dfe} = \sum_k \{ P_{x-y}(k) \cdot \log |P_{x-y}(k)| \} \quad (9)$$

$$\text{cor} = \sum_i \sum_j \{ [i \cdot j \cdot P_g(i, j) - \mu_x \cdot \mu_y] / (\sigma_x \cdot \sigma_y) \} \quad (10)$$

$$\text{idm} = \sum_i \sum_j \{ P_g(i, j) / \{ 1 + (i - j)^2 \} \} \quad (11)$$

$$\text{se} = - \sum_k [P_{x+y}(k) \cdot \log \{ P_{x+y}(k) \}] \quad (12)$$

ただし、

$$\mu_x = \sum_i \{ i \cdot P_x(i) \}, \mu_y = \sum_j \{ j \cdot P_y(j) \}$$

$$P_{x-y}(k) = \sum_i \sum_j P_g(i, j), k = |i - j|$$

$$P_{x+y}(k) = \sum_i \sum_j P_g(i, j), k = i + j$$

$$\sigma_x^2 = \sum_i (i - \mu_x)^2 \cdot P_x(i)$$

$$\sigma_y^2 = \sum_j (j - \mu_y)^2 \cdot P_y(j)$$

$P_x(i)$ は j 方向のプロジェクトン分布

$$P_x(i) = \sum_j P_g(i, j)$$

$P_y(j)$ は i 方向のプロジェクトン分布

$$P_y(j) = \sum_i P_g(i, j)$$

【0078】

第1の指標値var、第2の指標値dfe、第3の指標値cor はいずれも、同時生成行列について、腫瘍陰影 P_1 では比較的大きな値を示し、一方、乳腺や血管などの疑似異常陰影 P_3 では小さな値を示す指標値である。

【0079】

また、第4の指標値idmは、同時生成行列について腫瘍陰影 P_1 では比較的小きな値を示し、一方、乳腺や血管などの疑似異常陰影 P_3 では大きい値を示し、第5の指標値seは、同時生成行列について腫瘍陰影 P_1 では比較的大きな値を示

し、一方乳腺や血管などの疑似異常陰影 P_3 では小さな値を示す指標値である。

【0080】

次に、これらの特徴量がある重み関数で定義した新たな一つの評価関数値として定義し、この評価関数値に基づいて異常陰影候補の良悪性を判定する。

【0081】

なお、このような重み関数で定義した評価関数値としては、特開平9-167238号に示されるように、マハラノビス距離 (Mahalanobis distance) やフィッシャー (Fisher) の識別関数を用いることができるが、本実施形態では、マハラノビス距離を用いることとする。以下マハラノビス距離を用いた良悪性の判定方法の具体的実施形態について説明する。

【0082】

ステップB5 (#B5) では、上述のようにして求めた5つの指標値を互いに異なる5次元 (x_1, x_2, x_3, x_4, x_5) の軸に当てはめ ($var = x_1, dfe = x_2, cor = x_3, idm = x_4, se = x_5$)、これら5次の要素からなるベクトル x を設定する。

【0083】

次に、ステップB6 (#B6) では、下記式 (13) にしたがって、正常陰影のパターンとのマハラノビス距離 (正常組織分布からのマハラノビス距離) D_{m1} および悪性陰影のパターンとのマハラノビス距離 (異常陰影の内の癌分布からのマハラノビス距離) D_{m2} 、並びに正常陰影のパターンとのマハラノビス距離 D_{m1} および良性陰影のパターンとのマハラノビス距離 (異常陰影の内の良性分布からのマハラノビス距離) D_{m3} を算出する。

【数 8】

$$D_{mi} = (\vec{x} - \vec{m}_i)^t \Sigma_i^{-1} (\vec{x} - \vec{m}_i) \quad (13)$$

ただし、 Σ_i はパターンクラス ($i=1$ の正常陰影, $i=2$ の悪性陰影, $i=3$ の良性陰影とのパターンの別) w_i の共分散行列、すなわち、

$$\Sigma_i = (1/N_i) \sum_{x \in w_i} (\vec{x} - \vec{m}_i) (\vec{x} - \vec{m}_i)^t$$

t は転置ベクトル (横ベクトル)、

\vec{x} は特徴量 x をベクトル表示したもの、すなわち、

$$\vec{x} = (x_1, x_2, \dots, x_N)$$

Σ_i^{-1} は Σ_i の逆行列、

\vec{m}_i はパターンクラス w_i の平均、すなわち、

$$\vec{m}_i = (1/N_i) \sum_{x \in w_i} \vec{x}$$

をそれぞれ表す。

【0084】

ここで、正常陰影のパターン、悪性陰影のパターン、および良性陰影のパターンとは、予め多数の異常陰影候補について実験的に調査した結果に基づいて設定された、正常陰影ごと、悪性陰影 (異常組織分布の内の癌部分の陰影) ごと、または良性陰影 (異常組織分布の内の良性部分の陰影) ごとのベクトル x で定義されるパターン空間を意味する。例えば、それぞれ、正常陰影とされるものについての上記ベクトル x の平均で形成されるパターンクラス w_1 、悪性陰影とされるものについての上記ベクトル x の平均で形成されるパターンクラス w_2 、良性陰影とされるものについての上記ベクトル x の平均で形成されるパターンクラス w_3 で示される。

【0085】

このように、予め設定された正常組織分布を示す正常陰影パターンおよび癌分布を示す悪性陰影パターンと判定対象である異常陰影候補のパターン (上記ベクトル x) との間の各マハラノビス距離、並びに正常陰影パターンおよび良性分布を示す良性陰影パターンと判定対象である異常陰影候補のパターン (上記ベクトル

ル x) との間の各マハラノビス距離をそれぞれ求めた後、ステップ B 7 (# B 7) で、この正常陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離 D_{m1} と悪性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離 D_{m2} とを比較し、また正常陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離 D_{m1} と良性陰影のパターンクラスとのマハラノビス距離 D_{m3} とを比較する。

【0086】

この比較に際しては、下記式 (14)、(15) で定義される「ゆう度比」を用いることとする。

【数9】

ゆう度比1 = 正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} / 癌分布からのマハラノビス距離 D_{m2} (14)

ゆう度比2 = 正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} / 良性分布からのマハラノビス距離 D_{m3} (15)

【0087】

ゆう度比1 に関しては、下記式 (16) のように重付けを加えてもよい。

【数10】

ゆう度比1 = 正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} / 癌分布からのマハラノビス距離 $D_{m2} * W1 * W2$ (16)

W1 : 左右乳房比較、W2 : 年齢重み付け、外側上部重み付けなど

【0088】

図11 (A) は、正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} および癌分布からのマハラノビス距離 D_{m2} とゆう度比1 との関係を示す概念図、図11 (B) は、正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} および正常分布からのマハラノビス距離 D_{m3} とゆう度比2 との関係を示す概念図、図11 (C) は、(A)、(B) を纏めて3次元で示した図である。算出されるゆう度比は、図面上の直線の傾きを示すことになる。

【0089】

検出された異常陰影候補が悪性の腫瘍陰影である場合には、癌分布からのマハラノビス距離 D_{m2} が小さく正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} が大きくなるので、悪性の腫瘍陰影である可能性の高い部位は傾きの大きい (例えば1

0 程度の) 直線 a 1 の左上側に集中する。一方、検出された異常陰影候補が悪性の腫瘍陰影ではなくむしろ誤検出されたものである場合には、癌分布からのマハラノビス距離 D_{m2} が大きく正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} が小さくなるので、正常部位が悪性の異常陰影候補として誤検出された可能性の高い部位は傾きの小さい (例えば 0.1 程度の) 直線 a 2 の右下側に集中する。つまり、検出された異常陰影候補が悪性の腫瘍陰影である可能性が高いか否かによって、図 (A) 上における分布が異なることになる。

【0090】

同様にして、検出された異常陰影候補が良性の腫瘍陰影である場合には、良性分布からのマハラノビス距離 D_{m3} が小さく正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} が大きくなるので、良性の腫瘍陰影である可能性の高い部位は傾きの大きい (例えば 10 程度の) 直線 b 1 の左上側に集中する。一方、検出された異常陰影候補が良性の腫瘍陰影ではなくむしろ誤検出されたものである場合には、良性分布からのマハラノビス距離 D_{m3} が大きく正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} が小さくなるので、正常部位が良性の異常陰影候補として誤検出された可能性の高い部位は傾きの小さい (例えば 0.1 程度の) 直線 b 2 の右下側に集中する。つまり、検出された異常陰影候補が良性の腫瘍陰影である可能性が高いか否かによって、図 (B) 上における分布が異なることになる。

【0091】

一方、検出された異常陰影候補が悪性の腫瘍陰影である場合には、悪性分布からのマハラノビス距離 D_{m2} の方が良性分布からのマハラノビス距離 D_{m3} よりも小さくなり、検出された異常陰影候補が良性の腫瘍陰影である場合には、良性分布からのマハラノビス距離 D_{m3} の方が悪性分布からのマハラノビス距離 D_{m2} よりも小さくなる。したがって、正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} と癌 (悪性) あるいは良性の各分布からのマハラノビス距離 D_{m2} , D_{m3} との相対的な差、つまりゆう度比 1 とゆう度比 2 との大小によって異常陰影候補が悪性であるのか良性であるのかを区別することができ、具体的には、ゆう度比 1 > ゆう度比 2 であれば悪性である可能性の方が良性である可能性よりも高く、逆にゆう度比 1 < ゆう度比 2 であれば良性である可能性の方が悪性である可能性より

も高い。これは、図（C）上において、異常陰影である可能性の高い部位は軸 $Dm1$ 近傍に集中するが、この集中部分を $Dm2-Dm3$ 平面上に射影させたとき、悪性部分は $Dm2-Dm3$ 平面上における傾きが 1 の直線 c の右下側に位置し、良性部分は直線 c の左上側に位置することを意味する。

【0092】

以上のことから、ステップ B8（#B8）では、ゆう度比 1, 2 を用いて、ゆう度比 $1 > \text{ゆう度比} 2$ 且つ $\text{ゆう度比} 1 > \text{直線} a1$ の傾きである第 1 の閾値 $Th1$ ならば悪性（癌の可能性が高い）と判断し、ゆう度比 $1 < \text{ゆう度比} 2$ 且つ $\text{ゆう度比} 2 > \text{直線} b1$ の傾きである第 2 の閾値 $Th2$ ならば良性と判断し、それ以外は正常組織と判断する。

【0093】

これにより、アイリスフィルタ処理では抽出しきれなかった腫瘍陰影 P_1 を疑似異常陰影 P_3 から分離して抽出することができるとともに、検出対象の腫瘍陰影候補部分が、悪性（癌）および良性（異常陰影であるけれども癌ではないもの）のいずれに属するのかを区別することもできる。

【0094】

また、上述の説明から判るように、ゆう度比 1 は、値が大きければ大きいほど悪性である可能性が高いことを示す、つまり検出された異常陰影候補の悪性の度合いを示すことになるので、このゆう度比 1 を悪性度評価値とする。同様に、ゆう度比 2 は、値が大きければ大きいほど良性である可能性が高いことを示す、つまり検出された異常陰影候補の良性の度合いを示すことになるので、このゆう度比 2 を良性度評価値とする。

【0095】

次に、良悪性判定手段 50 は、ステップ B8 の判定において正常組織と判定した候補領域を除いて、マンモグラフィ中の各部分・領域についての異常陰影候補検出処理に際して求められた各特徴量（勾配ベクトルの集中度やアイリスフィルタの出力値 I など）並びに腫瘍陰影候補の悪性度評価値および／または良性度評価値を異常陰影候補についての指標値 K とし、また検出処理や判定処理の際の閾値 T に対する指標値 K の余裕度 $(K/T, 100 \times (K-T)/K\%$ または $(K$

-T) など) を算出し、指標値Kおよび余裕度を画像出力手段30に入力する。

【0096】

一方、検出されたより真に近い腫瘍陰影候補 P_1 は、関心領域設定手段20に入力される。関心領域設定手段20は、入力された腫瘍陰影候補 P_1 に基づいて、腫瘍陰影候補 P_1 およびこの近傍領域 P_2 を含む所定の形状(例えば矩形や円形)の局所領域を関心領域画像として設定する。検出された異常陰影候補の数が複数であるときは、この関心領域画像も複数設定される。

【0097】

関心領域設定手段20は、設定された関心領域画像を表す画像情報(関心領域画像情報)W0および関心領域の座標情報W1を画像処理手段40に入力する。画像処理手段40は、関心領域画像情報W0に対して拡大処理や周波数強調処理などを施して処理済関心領域画像Wを得、この処理済関心領域画像情報Wを異常陰影候補情報として画像出力手段30に入力する。

【0098】

処理済関心領域画像情報Wが入力された画像出力手段30には、関心領域が設定される基礎となった全体画像情報Pと検出された腫瘍陰影候補 P_1 についての指標値Kおよび余裕度が入力されており、画像出力手段30は入力された全体画像情報P、処理済関心領域画像W、および指標値Kや余裕度に基づいて、図12(1)および(2)に示すように、これらを同時に表示面上に表示する。この際、関心領域設定手段20から入力された座標情報W1に基づいて、全体画像P上に、関心領域の位置や大きさなどを示すROI枠を異常陰影の良性/悪性ごとに異なる色で表示する。なお図12においては、左右1組の乳房についてのマンモグラフィP、P'を背中合わせに同時に表示した態様を表しているが、このようなレイアウトに限らず、左右一方ずつを交互に表示するようにしてもよい。

【0099】

この表示に際しては、例えば、悪性すなわち癌の腫瘍陰影は赤矢印で位置を表示するとともに悪性度評価値と良性度評価値を示し、良性の腫瘍陰影は青矢印で位置を表示するとともに悪性度評価値と良性度評価値を示すなどの表示方法としてもよい。

【 0 1 0 0 】

これにより、本実施形態の異常陰影候補検出システム 1 によれば、アイリスフイルタ処理では抽出しきれなかった腫瘍陰影 P_1 を疑似異常陰影 P_3 から分離して抽出することができる。また、検出対象の異常陰影候補部分が、正常、悪性（癌）、良性（異常陰影であるけれども癌ではないもの）のいずれに属するのかを判定した後、正常／悪性（癌）／良性を区別して表示するようにしたので、結果として、腫瘍陰影である蓋然性がより高い確定的な異常陰影候補のうち即時処置を要する悪性部分を抽出できるとともに、現時点では悪性とはいえないが経過観察など注意を要する良性部分をも峻別することが可能となるなど、診断支援情報としての有効性が高まり、医師の診断能向上に寄与することができる。

【 0 1 0 1 】

なお、マハラノビス距離を用いた判定処理としては、特開平9-167238号においては、正常陰影のパターンとのマハラノビス距離および異常陰影のパターンとのマハラノビス距離（良性および悪性の両者を含む異常組織分布からのマハラノビス距離）を算出し、2つマハラノビス距離を比較することによって、アイリスフイルタ処理では抽出しきれなかった腫瘍陰影を疑似異常陰影から分離して抽出するといういわゆる精度向上のための付加的処理であり、良悪性を区別するには別途良悪性判定処理を追加しなければならないのに対して、本願発明は異常組織分布からのマハラノビス距離を良性と悪性とを切り分けて求めるようにしているので、精度向上のための付加的処理と良悪性判定処理を同時に行なうことができる点が異なる。

【 0 1 0 2 】

また、異常陰影候補検出処理において異常陰影候補として検出するか否かの判定に係る指標値 K や異常陰影候補として検出した画像についての検出の余裕度を、検出された異常陰影候補や全体画像とともに画像出力手段 30 に表示出力することにより、表示された画像の読影者に対して、診断のための、従来よりも有用な情報を提供することができ、出力された画像の診断性能を飛躍的に向上させることができる。

【 0 1 0 3 】

以上本発明の異常陰影候補検出システムの好ましい実施の形態について説明したが、本発明は必ずしも上述した実施の形態に限定されるものではない。

【0104】

例えば、抽出（検出）された異常陰影候補領域は、一般に n 次の特徴量 x_1 , x_2 , x_3 , ..., x_n に対応する n 次の特徴軸（feature axis）上の各値を用いて n 次元のパターン空間で表現することができる。そして、このような特徴抽出過程によって作られる n 次元のパターン空間において、入力として与えられる陰影パターン間の類似性はこの空間上でも十分に良く保たれている、つまり類似した陰影パターンであればパターン空間上でも近いところにあるという性質がある限り特徴抽出を行なうことができ、陰影パターンの広がり具合などを考慮した距離の概念を表す評価関数値（距離関数値）を用いれば陰影の良悪性を分類することができる。上記実施形態で用いたマハラノビス距離は、パターンの広がり具合などを考慮に入れたものの好適な例であるが、これ以外にも、例えば、市街地距離、チェス盤距離、ミンコフスキー（Minkowski）距離などを用いることもできる。

【0105】

また、距離の概念を表す評価関数値（距離関数値）に限らず、例えば特開平9-167238号に示されるフィッシャーの識別関数を良性および悪性それぞれについて求めて使用することもできる。この場合、図2のステップB6において、検出対象の良性および悪性の各異常陰影候補について、所定の式で定義されるスカラー量を算出し、良性および悪性それぞれについての多数の異常陰影候補について実験的にこのスカラー量の分布を予め調査した結果に基づいて設定された閾値と検出対象の良性および悪性の各異常陰影候補についてのスカラー量とをそれぞれ比較して、検出対象が正常陰影か良性の異常陰影かあるいは悪性の異常陰影かを判定すればよい。

【0106】

また、評価関数値を適用した検出方法の説明では、エッジ情報についての指標値のみを対象としたが、これに限らず、ヒストグラム情報についての指標値、あるいはヒストグラム情報のうちの任意の数の指標値とエッジ情報のうちの任意の

数の指標値とを混在させて良性および悪性それぞれについての評価関数値を設定してもよい。

【 0 1 0 7 】

また、上記実施形態においては、指標値Kおよび余裕度を全体画像などとともに画像表示手段30に表示出力するようにしていたが、指標値Kや余裕度を参照することで診断性能を向上させることができるものである限りどのような出力形態を採用してもよい。例えば、画像表示手段30とは別に指標値出力手段を専用に設け、この指標値出力手段に指標値Kおよび余裕度を出力するようにしてもよい。この際、指標値出力手段は、CRTや液晶などのソフトコピー出力媒体であってもよいし、レーザプリンタなどのハードコピー出力媒体であってもよい。

【 0 1 0 8 】

さらに、上記実施形態においては、アイリスフィルタ処理を適用して得たマンモグラフィ中の腫瘍陰影についての正常／悪性／良性を判定しその結果に応じて表示出力することとしていたが、これに限らず、例えばモフォロジフィルタ処理を適用して得たマンモグラフィ中の石灰化陰影についての正常／悪性／良性を判定しその結果に応じて表示出力することもできる。この際、石灰化陰影についての良悪性を判別する方法としては、上述のようにマハラノビス距離を利用した判定方法を用いてもよいし、例えば上述した文献“乳房X線画像における微小石灰化クラスタの良悪性鑑別”に示されているようにニューラルネットワークを用いる方法など公知の良悪性判別方法を用いることができる。

【 0 1 0 9 】

また、判定結果に応じて表示出力するに際しては、異常陰影の検出処理や良悪性の判定処理の際の指標値としては石灰化の密度や石灰化陰影候補の悪性度評価値や良性度評価値などを用いるとよい。

【 0 1 1 0 】

なお、腫瘍陰影部分と微小石灰化部分を区別する表示方法としては、例えば、石灰化に関しては、石灰化の密度や淡さ(コントラスト)に応じて、石灰化が非常に多い場合をAランク、石灰化が多い場合をBランク、石灰化がある(閾値ぎりぎり検出)した場合をCランクというようにクラス分けしておき、1) 先ず、癌

候補（腫瘍影）もしくはAまたはBランクの石灰化クラスタを表示する、2）次に、マウスクリックなどの操作によって、良性（腫瘍影）もしくはCランクの石灰化クラスタを表示する、といった表示態様としてもよい。なお、アイリスフィルタ処理やモホロジフィルタ処理によって異常陰影候補として検出された後に、ゆう度比を用いた判定処理によって正常であると判定された部位を、アイリスフィルタ処理やモホロジフィルタ処理によって正常であるとされた部位と区別して表示するようにしてもよい。

【0111】

また、特開平8-294479号に示されている、原画像のみ→原画像+位置情報→原画像+位置情報+ROI（強調拡大）画像に加えてあるいは代えて、原画像のみ→原画像+位置情報（癌候補+A Bランク石灰化）→原画像+位置情報（良性腫瘍候補+A Bランク石灰化）+ROI（強調拡大）画像→原画像+位置情報（良性腫瘍候補+Cランク石灰化）→原画像+位置情報（良性腫瘍候補+Cランク石灰化）+ROI（強調拡大）画像という表示態様を設けることで、あまり数を増やさず表示するようにしてもよい。

【0112】

また上記実施形態では、異常陰影候補としての腫瘍陰影について、正常／悪性／良性を判定することとしていたが、少なくとも異常陰影候補部分の良悪性を判定するものであればよく、例えば、悪性であるか否かを判定し、悪性以外の部分を良性を含む部分と判定するようにしてもよい。

【0113】

また、上記実施形態の異常陰影候補検出システムに入力される全体画像はマンモグラフィに限るものではなく、胃部X線画像など種々の、異常陰影候補の検出対象となる画像を適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の異常陰影候補検出システムの一実施形態を示すブロック図

【図2】

異常陰影の検出方法並びに良悪性の判定方法の処理ステップを示すフローチャ

ート

【図 3】

異常陰影の検出に供される乳房の放射線画像（マンモグラム）およびその細部を示す図

【図 4】

アイリスフィルタ処理における勾配ベクトルを算出するマスクを示す図

【図 5】

注目画素についての勾配ベクトルの集中度の概念を示す図

【図 6】

輪郭形状が適応的に変化するように設定されたアイリスフィルタを示す概念図

【図 7】

I F E D 画像が形成される作用を示す図

【図 8】

I F E D 画像を示す概念図

【図 9】

I F E D 画像に基づいて同時生成行列を作成する作用を示す図

【図 1 0】

同時生成行列を示す図

【図 1 1】

正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} および癌分布からのマハラノビス距離 D_{m2} とゆう度比 1 との関係を示す概念図 (A)、正常組織分布からのマハラノビス距離 D_{m1} および正常分布からのマハラノビス距離 D_{m3} とゆう度比 2 との関係を示す概念図 (B)、(A) と (B) を纏めて 3 次元で示した図 (C)

【図 1 2】

異常陰影候補検出システムにより表示出力される情報を示す図

【符号の説明】

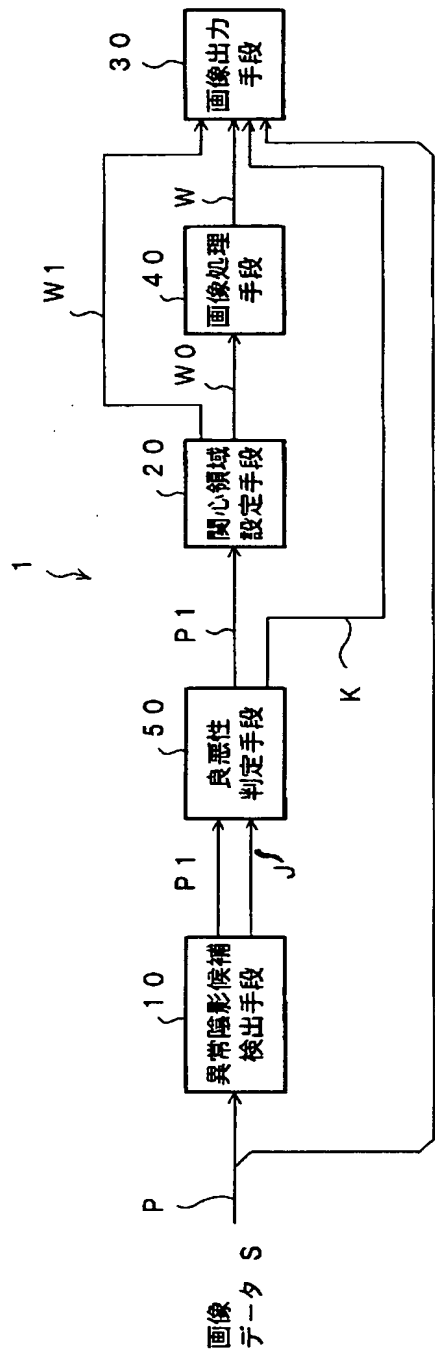
- 1 0 異常陰影候補検出手段
- 2 0 関心領域設定手段
- 3 0 画像出力手段

4 0 画像処理手段

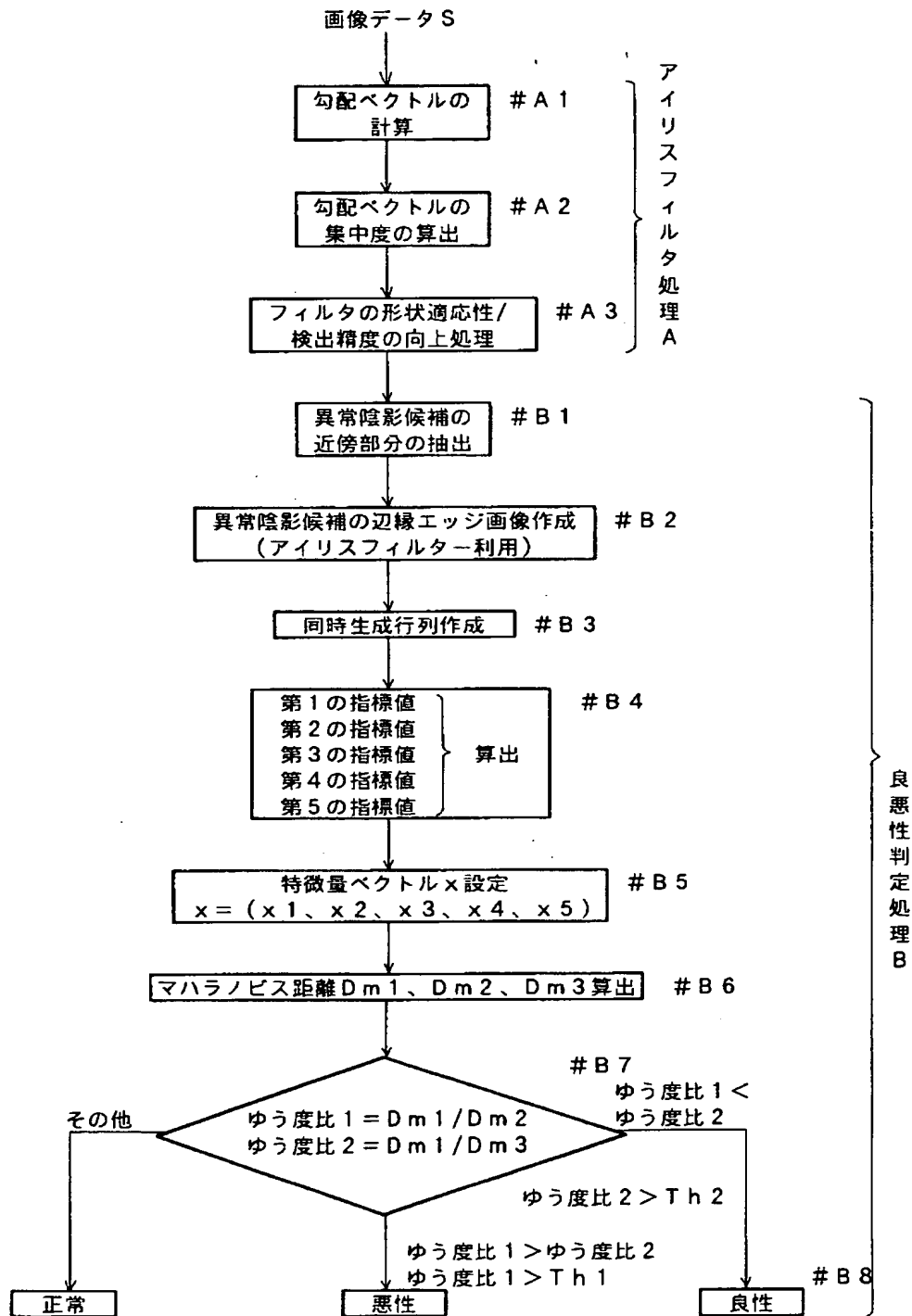
5 0 良悪性判定手段

【書類名】 図面

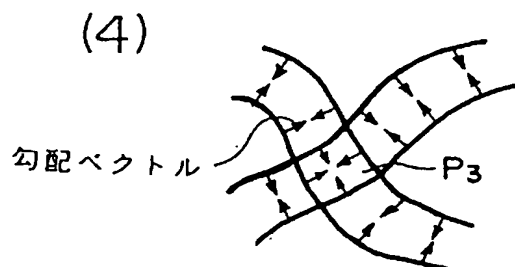
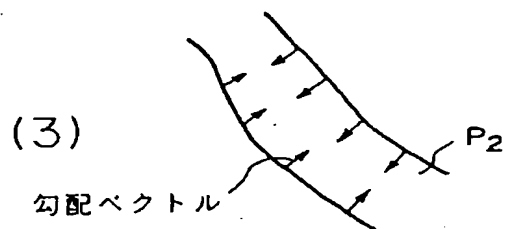
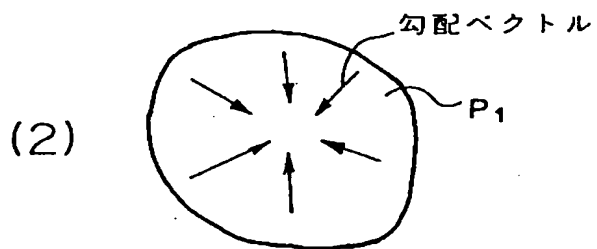
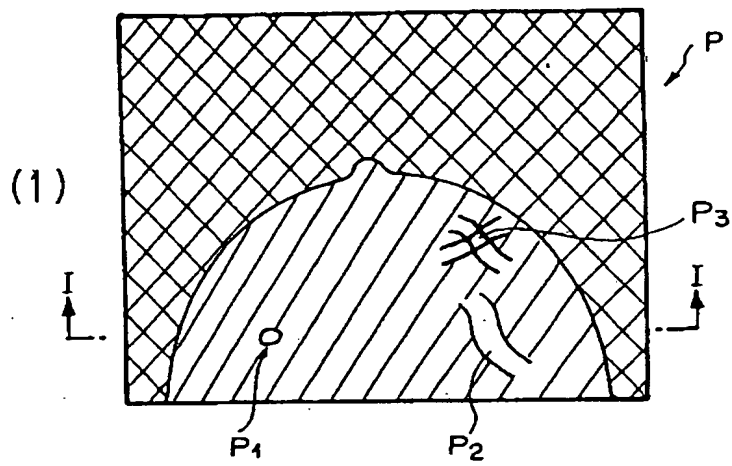
【図 1】



【図 2】



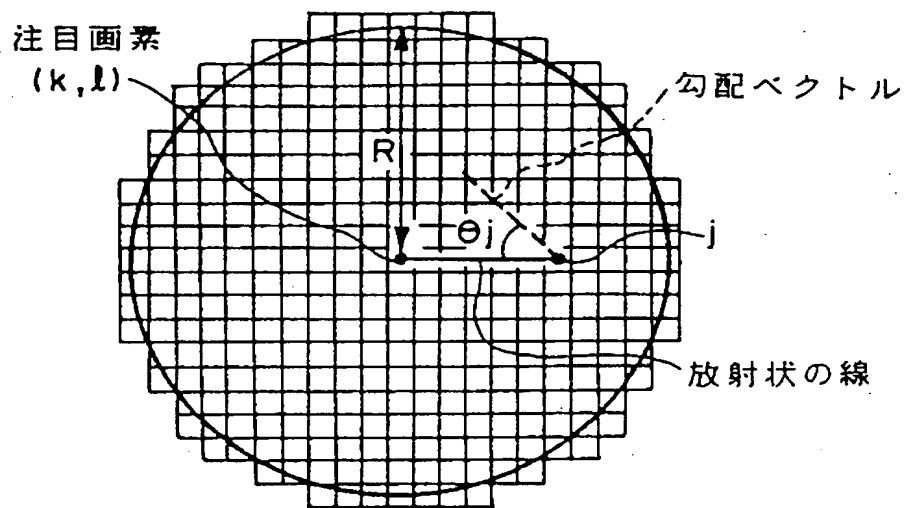
【図3】



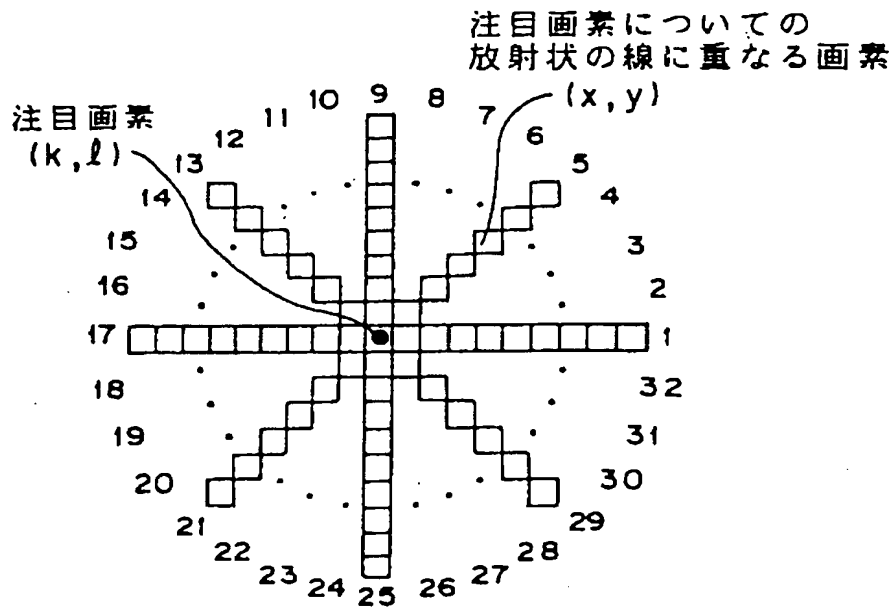
【図 4】

f_7	f_6	f_5	f_4	f_3
f_8				f_2
f_9		画 素 j		f_1
f_{10}				f_{16}
f_{11}	f_{12}	f_{13}	f_{14}	f_{15}

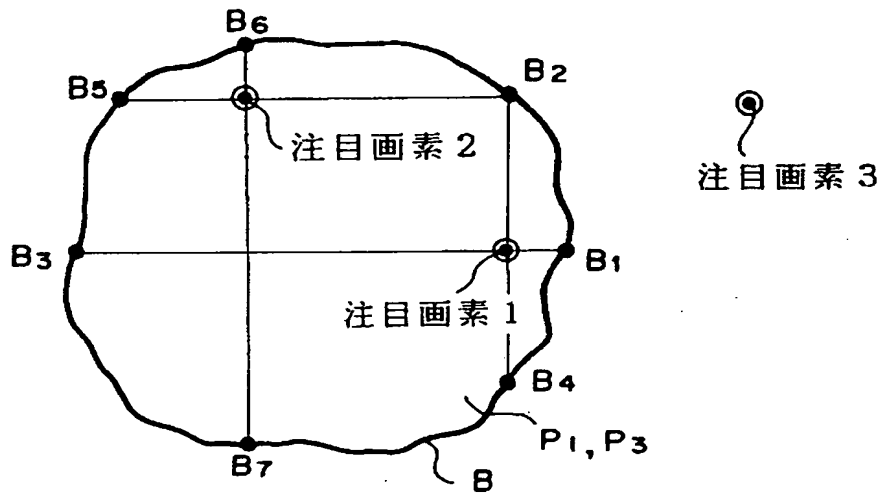
【図 5】



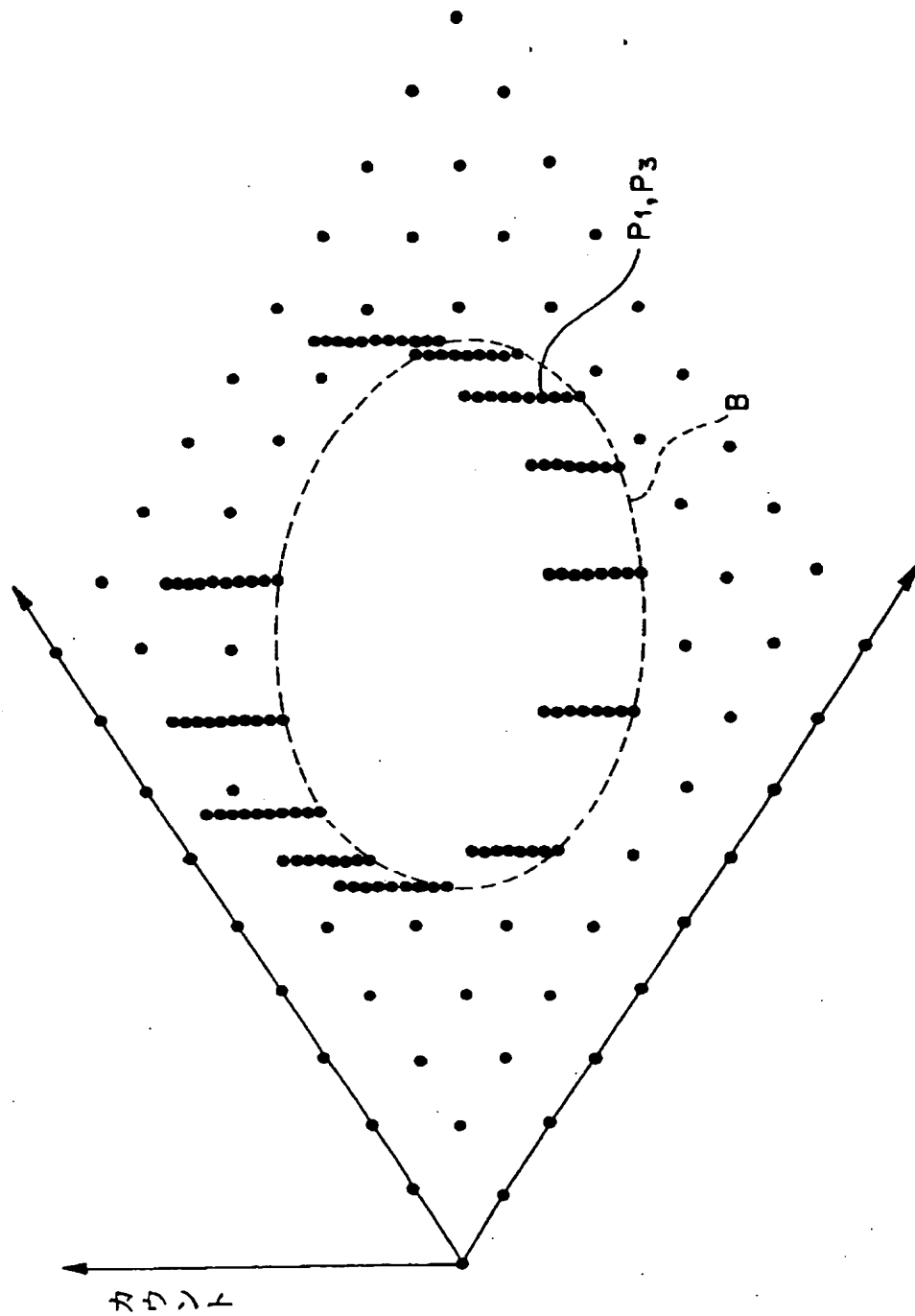
【図6】



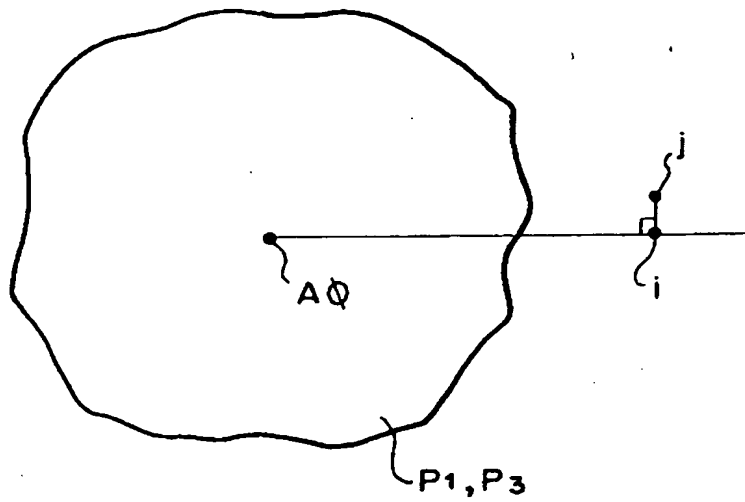
【図7】



【図8】



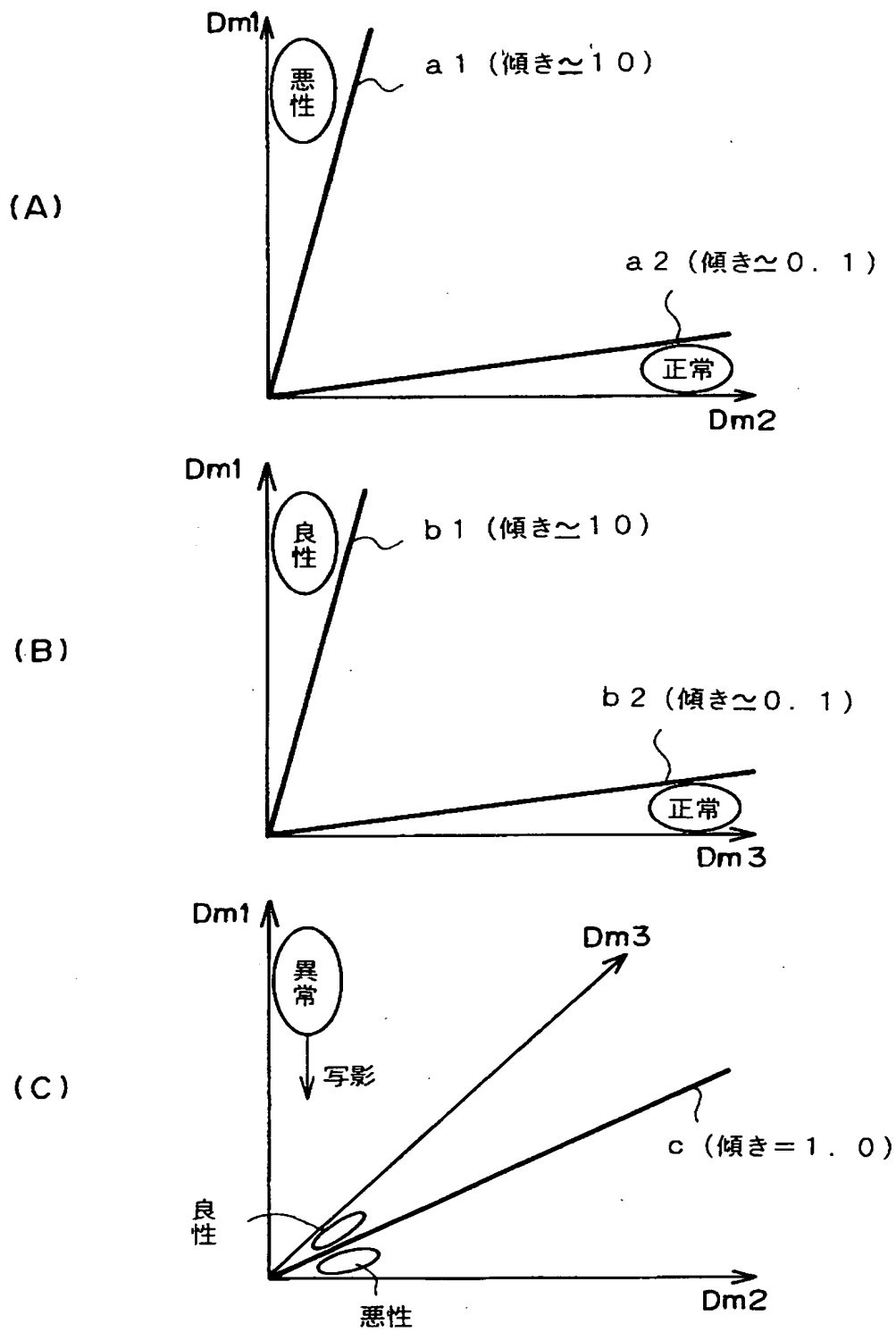
【図 9】



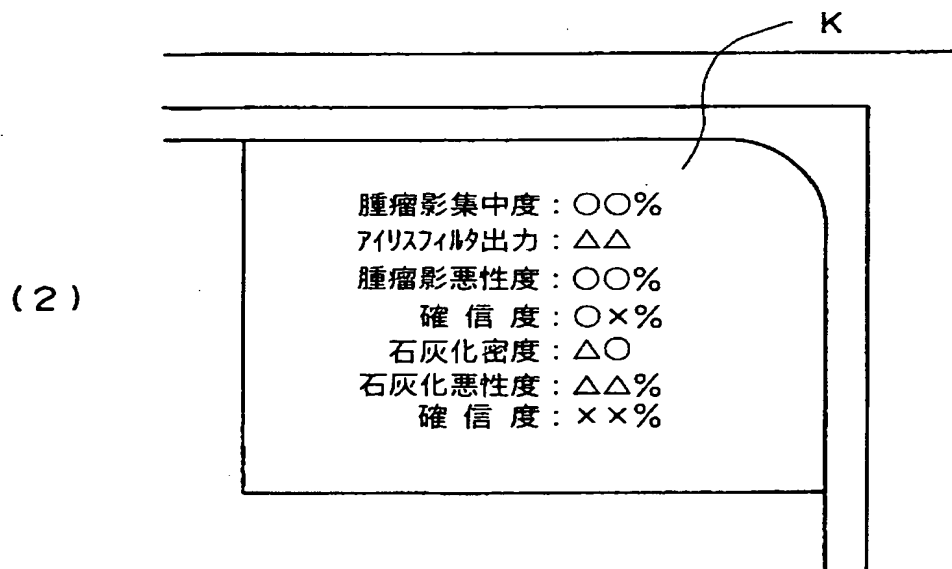
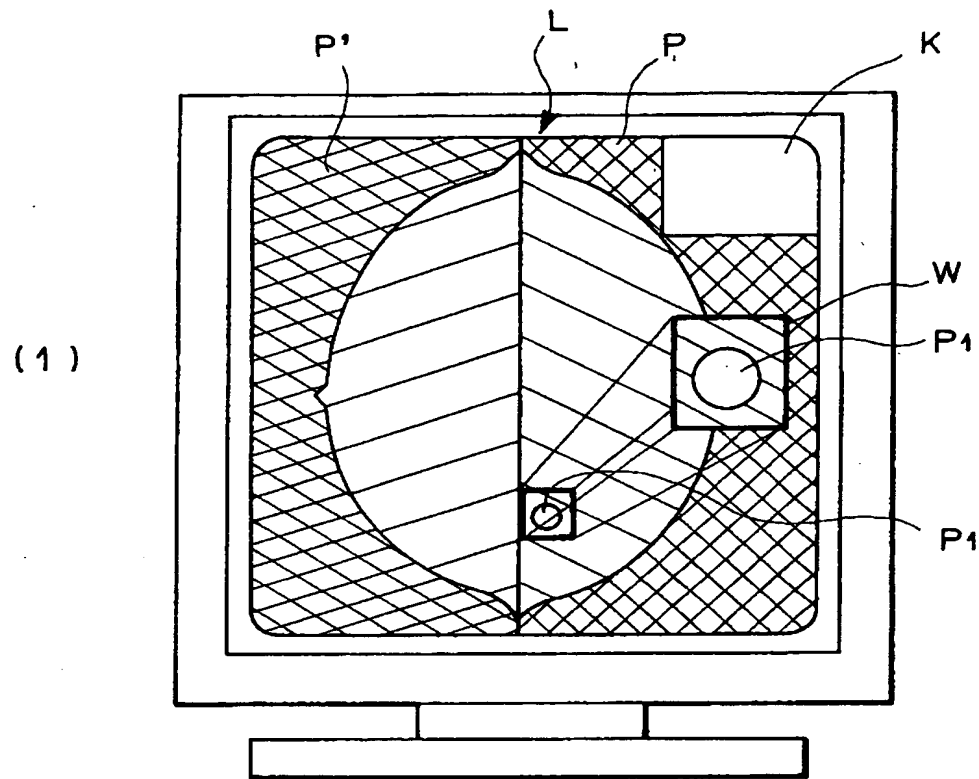
【図 10】

i \ j	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
0	1										
1		1									
2											
3											
4											
5			2								
6											
7											
8											
9											
10											

【図 1 1】



【図12】



K 部拡大図

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 異常陰影候補検出システムにおいて、異常陰影候補部分の良悪性を
区別可能な出力形態とする。

【解決手段】 異常陰影候補検出手段 1 0 により検出された異常陰影候補につ
いて、該異常陰影候補が、悪性および良性のうちのいずれに属するかを所定の特
徴量を用いて判定する良悪性判定手段 5 0 を備えた構成とする。異常陰影候補情
報出力手段としての画像出力手段 3 0 は、良悪性判定手段 5 0 による判定の結果
に基づいて、異常陰影候補情報を、該情報が示す異常陰影候補が悪性および良性
のいずれに属するのかを区別可能に出力する。また、画像出力手段 3 0 は、異常
陰影候補の悪性の度合いを示す指標値および／または良性の度合いを示す指標値
を出力する。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2,000-262507
受付番号	50001108870
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成12年 9月 1日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成12年 8月31日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼210番地
【氏名又は名称】	富士写真フイルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B ENEX S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B ENEX S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	佐久間 剛

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日	1990年 8月14日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県南足柄市中沼210番地
氏 名	富士写真フイルム株式会社